




**LOWER JAW ELECTROMYOGRAPHY METER**

**Patent number:** JP57043730  
**Publication date:** 1982-03-11  
**Inventor:** JIYON CHIYAARUZU RADOKE  
**Applicant:** MAIOTORONIKUSU RESEARCH INC  
**Classification:**  
**- international:** **A61B5/0488; A61B5/0488;** (IPC1-7): A61B5/04  
**- european:** A61B5/0488  
**Application number:** JP19810104344 19810703  
**Priority number(s):** US19800165794 19800703

**Also published as:**

 EP0043569 (A2)  
 US4344441 (A1)  
 EP0043569 (A3)

**Report a data error here**

Abstract not available for JP57043730

Abstract of correspondent: **EP0043569**

A system (10) for measuring and displaying the coordination, duration of and interval between contractions of the masticatory muscles. Several electrodes (12), each associated with a masticatory muscle, generate signals responsive to muscle contraction. The electrode outputs are amplified, rectified (150) and filtered (130, 136, 142), and then applied to several circuits, depending upon the operating mode selected. In a first mode, the filtered outputs are integrated (280) during each muscle contraction and displayed by an electronic bar graph (38, 40, 42, 44). The output is also applied to a threshold circuit (22) which identifies the start and finish of the muscle contraction. The output of the threshold circuit is then processed by a timing circuit (328) which determines and displays (46-60) in digital form the duration (46-52) of the muscle contraction and the interval (54-60) between contractions. The system operates in a second mode in the same manner as in the first mode, except that an analog signal is derived from the digitized interval signal and applied to the bar graph (38-44) in place of the integrated output. In a third mode, the filtered output is applied to a logarithmic amplifier (234-262) which drives the bar graph (38-44) so that the logarithm of the electrode voltage amplitude is displayed. The output of the threshold circuit (22) is also processed by a second timing circuit which determines and displays (46-52) in digital form the time lapse between the contraction of the first muscle to contract and the contraction of the remaining muscles, thereby providing an indication of muscle coordination.

---

Data supplied from the **esp@cenet** database - Worldwide

## ⑫ 公開特許公報 (A)

昭57—43730

⑤Int. Cl.<sup>3</sup>  
A 61 B 5/04識別記号  
1 0 3庁内整理番号  
6530—4C

⑬公開 昭和57年(1982)3月11日

発明の数 2  
審査請求 未請求

(全 14 頁)

## ⑭下顎筋電計

⑮特 願 昭56—104344  
 ⑯出 願 昭56(1981)7月3日  
 優先権主張 ⑰1980年7月3日⑱米国(US)  
 ⑲165794  
 ⑳発 明 者 ジョン・チャールズ・ラドケ  
 アメリカ合衆国ワシントン州98  
 105シアトル・シツクスティー

⑳出 願 人 マイオートロニクス・リサーチ  
 ・インコーポレーテッド  
 アメリカ合衆国ワシントン州98  
 010シアトル・メデイカル・デ  
 ンタル・ビルディング1404  
 ㉑代 理 人 弁理士 中村稔 外 4 名

## 明 細 書

## 1. 発明の名称

## 下顎筋電計

## 2. 特許請求の範囲

1. 咀しゃく筋から電気信号を受取るように設置されたそれぞれの電極から入力信号を受取る複数の電極チャンネルを備えた筋電計において、

前記電極からそれぞれの入力信号を受取り、該入力信号の振幅があらかじめ決めた値を越えるときにそれぞれの動作信号を発生する各電極用のスレッシユホールド手段と、

前記動作信号をすべて受取り、前記スレッシユホールド手段のいずれの動作信号にも応答して各電極チャンネルの動作可能化信号を発生するオ 1 検出手段と、

対応する前記スレッシユホールド手段からの動作信号に応答して各電極チャンネルの前記動作可能化信号を終了させる各電極チャンネル用のオ 2 検出手段と、

対応する電極チャンネルの前記動作可能化信

号の時間巾を記録する各電極チャンネル用のタイマ手段と、

対応する電極チャンネルの前記動作可能化信号の時間巾を示す出力を対応する前記タイマ手段から受取り、最初に収縮する咀しゃく筋の収縮からその他の各咀しゃく筋の収縮までの経過時間を指示する各電極チャンネル用の表示手段とを備えて成る筋電計。

2. 前記表示手段が外部事象と各咀しゃく筋の収縮との間の経過時間の指示を与えることができるように、外部で発生された動作信号を前記オ 1 検出手段に与える手段を更に備えて成る特許請求の範囲オ 1 項に記載の筋電計。

3. 複数の筋電計を使用して比較的多数の咀しゃく筋間の整合作用を決定するように、オ 1 の筋電計からの前記動作可能化信号をオ 2 筋電計の前記オ 1 検出手段に供給する手段を更に備えて成る特許請求の範囲オ 2 項に記載の筋電計。

4. 前記オ 1 とオ 2 の検出手段は、

前記すべてのスレッシユホールド手段からの

前記動作信号を受取り、前記いずれかのスレッシユホールド手段からの動作信号にตอบสนองしてオ1の制御信号を発生するゲート手段と、

全電極チャンネルについては前記オ1の制御信号によつてセットされ、各電極チャンネルについては、対応する前記スレッシユホールド手段からの前記動作信号の終了にตอบสนองして個別にセットされる各電極チャンネル用の双安定マルチバイブレータ手段と、

対応する前記スレッシユホールド回路からの前記動作信号と、対応する前記双安定マルチバイブレータ手段からのセット出力信号とを受取り、前記動作信号と前記セット出力信号とが両方とも存在するか両方とも存在しない場合に前記動作可能化信号を発生し、これにより、いずれかの電極チャンネルの前記スレッシユホールド手段の動作信号の開始時から、対応する電極チャンネルの前記スレッシユホールド手段の動作信号の開始時まで動作可能化信号を発生する排他的オア手段とを備えて成る特許請求の範囲

3

7. 前記すべてのスレッシユホールド手段から最初に発生される動作信号で増加されるように、前記ゲート手段の出力に接続されたクロック入力を有するカウンタ手段と、

該カウンタ手段の出力を受取り、該カウンタ手段にตอบสนองして、あらかじめ決められた値まで増加する動作不能化信号を発生するデコーダ手段と、

前記タイマ手段があらかじめ決められた数の動作信号について前記動作可能化信号の時間巾を記録するように、前記動作可能化信号を前記動作不能化信号にตอบสนองして前記タイマ手段から遮断するスイッチ手段とを更に備えて成る特許請求の範囲オ4項に記載の筋電計。

8. 各入力信号の時間に関する積分値である出力信号を発生する積分手段と、

該入力信号が前記あらかじめ決められた値を越えるときにのみ該入力信号が積分されるように、前記動作信号で動作されて、該入力信号を前記積分手段に供給するスイッチ手段と、

オ1項に記載の筋電計。

5. 前記タイマ手段は、

あらかじめ決められた周波数をもつクロック信号を発生する発振器手段と、

対応する前記電極チャンネルの前記排他的オア手段からの前記動作可能化信号によつて動作が可能化され、そして前記クロック信号を受取るオ2のゲート手段と、

前記動作可能化信号中前記クロック信号で増加されるように、前記オ2のゲート手段の出力に接続された入力を有するカウンタ手段であつて、その内容が前記動作可能化信号の時間巾を指示するようなカウンタ手段とを備えて成る特許請求の範囲オ4項に記載の筋電計。

6. 前記動作信号の全時間巾中前記動作可能化信号が発生され、それにより前記表示手段が前記動作信号の時間巾の指示を与えるように、前記ゲート手段の出力を前記双安定マルチバイブレータ手段から選択的に遮断する手段を更に備えて成る特許請求の範囲オ4項に記載の筋電計。

4

前記積分手段出力信号の振幅の指示を作り出す表示手段

とを更に備えて成る特許請求の範囲オ1項に記載の筋電計。

9. 前記スイッチ手段に与えられる動作信号の数を計数し、該計数があらかじめ決められた値に達した後は前記動作信号による前記スイッチの動作を阻止し、これにより前記入力信号を数回の筋収縮にわたつて積分する手段を更に備えて成る特許請求の範囲オ8項に記載の筋電計。

10. あらかじめ決められた筋収縮回数にわたつて入力信号の経時特性を表示する手段を更に具備し、

前記動作信号のひとつで増加され、かつ前記あらかじめ決められた筋収縮回数に増加されるまで動作可能化信号を与えるオ1のカウンタ手段と、

クロック信号を受取り、前記制御信号で制御されて該クロック信号を自らの出力に選択的に与えるオ1のゲート手段と、

5

6

該オ1のゲート手段の出力を受取り、前記動作可能化信号で動作が可能にされて前記あらかじめ決められた収縮回数にわたり前記オ1のゲート手段の出力を自らの出力に与えるオ2のゲート手段と、

該オ2のゲート手段の出力によつて増加されるカウンタ手段と、

該カウンタの内容を表示し、それにより前記あらかじめ決められた回数の筋収縮間の時間巾か、あるいはそのあいだの全時間間隔かのいずれかを表示する表示手段

とを備えて成る特許請求の範囲オ1項に記載の筋電計。

11. 咀しやく筋から電気信号を受取るように設置した電極から入力信号を受取る筋電計において、

該電極から該入力信号を受取り、該入力信号の振幅があらかじめ決められた値を越えたときに動作信号を発生するスレッショールド手段

7

電計に関する。

筋電計では在来型電極を皮膚表面に設置し、皮膚下に存在する筋の収縮によつて生じる電位を捕える。筋電計は以前から医学および歯学分野で、咀しやく筋の病理学的状態の検査など、多様な目的に使用されている。咀しやく筋は、人体において、食物を咬む動作に関連して下顎を動かす筋である。

下顎筋電計は以前から用いられているが、得られた情報の解釈がむずかしいためその使用は限られている。在来の下顎筋電計では、電極からの電位は増幅され、濾波されてから、通常は直接、オシロスコープもしくは帯状記録計のX軸に供給される。オシロスコープの画面もしくは帯状記録紙上の電極信号の各部分の間隔を測定することにより、一本の咀しやく筋の特性が検査される。この方法の精度は、本来、ルーラーの分解能もしくは記録紙に印刷された目盛の制限を受ける。また、試験を実施する医者にも精神の集中が要求される。咀しやく筋収縮の特性を他の咀しやく筋収縮と比

入力に与えられた信号の時間に関する積分値である出力信号を発生する積分手段と、

前記動作信号で動作され、前記入力信号が前記あらかじめ決められた値を越えたときにのみ電極信号が積分されるように、前記電極からの入力信号を前記積分手段に与えるスイッチ手段と、

前記積分手段の出力信号の振幅の指示を作り出す表示手段

とを備えて成る筋電計。

12. 前記スイッチ手段に供給される動作信号の数を計数し、数回の筋収縮にわたつて前記入力信号が積分されるように該計数があらかじめ決められた値に達した後は前記動作信号による該スイッチの動作を阻止する手段を更に備えて成る特許請求の範囲オ11項に記載の筋電計。

### 3. 発明の詳細な説明

本発明は歯科機器に関し、より詳細には、咀しやく筋の経時特性および振幅特性を測定し、そしてこれらを種々に比較したものを表示する下顎筋

8

収するのはなかなか困難である。従来からこの比較は、1本のチャンネルに1個の電極出力として、オシロスコープもしくは記録紙に同時に2本、4本もしくはそれ以上のチャンネルを表示して行われている。オシロスコープの場合は、その画面で複数のトレースを同時に検査することは極めて困難なため、この方法を採用することはいつそう難かしい。この方法は、带状記録紙に、手で横断線を何本も描き、各チャンネルの記録を横断線と比較する技法に用いられている。もちろん線描と比較とは緩慢冗長な作業である。

以上の欠点により、筋電計は医療の分野で広く受け容れられておらず、研究室用の機器又は比較的少数の医師によつて用いられる装置となつてゐるだけである。

本発明の目的は、或る咀しやく筋の収縮特性を他の咀しやく筋の収縮特性と図表示により比較する筋電計を提供することである。

本発明の別の目的は、咀しやく筋収縮の種々の特性を測定し表示することである。

本発明の更に別の目的は、1本の筋の病理学的状態を容易に明らかにするようなやり方で複数の咀しやく筋の出力を表示できる様にするにある。

本発明の更に別の目的は、本来的に高精度の測定値を与える筋電計を提供することである。

本発明の更に別の目的は、咀しやく筋の信号の振幅および濾波出力を線型状に整流するゼロオフセット全波整流器を提供することである。

本発明の更に別の目的は、電極からの出力の対数の指示を正確に与える対数回路を提供することである。

本発明のこれらの目的およびその他の目的は、各々の咀しやく筋からの信号を受取るように設置した複数の電極からの電気信号を測定し表示するための筋電計により達成される。筋電計の一部として、電極出力の振幅があらかじめ定めた値より大きいときに動作信号を発生する複数のスレッシユホールド回路が含まれている。これらの信号は、そのうちのいずれかひとつの開始時に作動可

11

能回路は、その帰還経路中にダイオードが接続された演算増幅器であり、該ダイオードを流れる電流、したがってこの演算増幅器の出力電圧は加算抵抗に流れる電流と等しく、従つて入力電圧に比例するようにされる。得られる電圧が全範囲にわたつて入力電圧の対数に比例するように、この演算増幅器の出力には定電圧を加えてもよい。

オ1図には、患者Pの咀しやく筋の特性を測定し表示する筋電計10が使用中の状態で図示されている。患者の皮膚の適切な位置に、咀しやく筋の収縮によつて発生する電気信号を取上げるために、在来型設計の4個の双極電極12が固定される。測定対象となる筋は実際には、咬筋2本、後方側頭筋2本、前方側頭筋2本、患者Pの顎の下に位置する診断筋2本の計8本である。患者Pの耳朵には、回路接地点に接続された基準電極が固定される。電極設置部位は8箇所あり、筋電計は電極4個のみの出力しか処理できないため、電極12は一般に2種類の組合わせのうちどちらかで使用される。筋電計は、患者顔面の片側の咀しや

13

能となり、そしてタイマと接続した電極のスレッシユホールド回路からの動作信号の開始時に作動不能となる。各電極用のタイマの計数が表示され、最初に収縮した咀しやく筋の収縮からその他の咀しやく筋の収縮までの経過時間の正確な指示が与えられる。これは、筋の整合作用の正確な図示測定を与える。スレッシユホールド回路の出力は、筋収縮中に電極からの信号を積分器に与えるスイッチを動作可能にするのにも用いられる。積分器の出力が表示され、筋収縮の大きさの指示が与えられる。平均筋収縮強度の指示を与えるように、数回の筋収縮中に積分が行われるのが好ましい。スレッシユホールド回路の出力は、各筋収縮の時間巾と2つの筋収縮間の間隔とを測定して表示するタイミング回路でも処理される。筋電計には、入力信号に直ちにตอบสนองするように導通のスレッシユホールドにおいてバイアスがかかる整流ダイオードを具備した全波整流器を使用するのが好ましい。従つて、全波整流器の出力は、その入力の一次関数となる。筋電計に使用するのが好ましい対

12

咀しやく筋から信号を取上げるために当該側の4箇所に固定した電極から、信号を受取ることができる。また、電極12は咬筋と、患者顔面の両側の前方側頭筋もしくは後方側頭筋のいずれかから信号を受取る位置に設置することもできる。

基準電極14以外の各電極12は低雑音差動前置増幅器16に接続され、この前置増幅器は電極12が取上げた信号の振幅を増して、S/N比を高める。増幅器16の出力は多心ケーブル18により筋電計10に接続される。

筋電計10には、1組の機能スイッチ20、一对の右と左のデジタル読出し装置22と24、一对の右と左の電子棒グラフ表示装置26と28、スレッシユホールド調節ノブ30、リセット・ディスプレイ両用スイッチ32、電源投入スイッチ34が含まれている。スレッシユホールド調節ノブ30は、筋収縮に対応する電極12の出力から、該収縮の経時特性を測定し表示できるレベルを選定するのに用いられる。

オ1の動作方式ではスイッチ36を押す。この

14

とき、各前置増幅器の振幅が平滑され、増幅され、整流され、次いで数回の筋収縮について積分される。各電極12の積分出力は、4個の電極12のそれぞれの棒グラフ表示装置38、40、42、44に表示される。増幅され、平滑され、整流された信号はスレッショールド回路にも供給され、タイマで処理されて多数回の収縮についての平均収縮時間が決定され、4個の電極12のそれぞれのデジタル脱出し装置46、48、50、52で表示される。多数回の収縮中の収縮と収縮とのあいだの平均間隔も、4個の電極12のそれぞれのデジタル脱出し装置54、56、58、60で表示される。

動作に際して、リセットスイッチ32を上にならすと、これまでに記録された指示が表示装置22、24、26、28から除去される。次いでリセットスイッチ32を下にならすと、デジタル表示装置がオンになる。

オ2の動作方式はスイッチ64を押すことにより選択される。このオ2の方式においてデジタル

15

筋により、すべての阻しやく筋用のカウンタの増加が開始される。これらのカウンタは、各カウンタに関連したスレッショールド回路が阻しやく筋収縮を示す出力を生じるまで増加し続ける。こうしてこの装置は、最初に収縮した阻しやく筋の収縮からその他の阻しやく筋の収縮までの経過時間を測定する。従つて、最初に収縮した阻しやく筋に対するデジタル脱出装置は「ゼロ」を与えるが、その他のデジタル脱出装置46-52は最初に収縮した阻しやく筋の収縮からの遅延時間を指示する。

下顎筋電計の前置増幅器16の概略図をオ2図に掲げる。前置増幅器16には、高入力インピーダンスと低雑音特性を備えた在来型差動増幅器100が含まれている。この増幅器の利得は抵抗器102、104により約100に設定される。この増幅器100の出力は差電圧入力に比例する差電流である。この差電流は低雑音演算増幅器106の非反転入力に直接供給され、且つまた抵抗器108を経て増幅器106の加算接合部に供

17.

ル脱出し装置46-60で与えられる情報はオ1の方式の場合と同じである。しかし、このオ2の方式では、棒グラフ表示装置38-44が多数回の収縮中の収縮と収縮とのあいだの間隔の指示も与える。

オ3の動作方式はスイッチ66を押すことにより選択される。この方式では、電極12からの増幅され、平滑され、整流された信号は、入力対数である出力を発生する対数回路に供給される。対数回路の出力は、それぞれの棒グラフ表示装置38、40、42、44に表示される。デジタル脱出し装置54、56、58、60は多数回収縮中の収縮と収縮とのあいだの間隔を表示し続ける。しかし、デジタル脱出し装置46、48、50、52は筋の整合作用を指示するのに用いられる。したがつて、4個のスレッショールド回路全部の出力が常時検査される。いずれかの電極12のスレッショールド回路から出力が生じたときに、各電極12のカウンタにクロック信号が供給される。こうして、最初に収縮した阻しやく

16

給される。増幅器106の該加算接合部とその出力との間に接続した帰還抵抗器110が増幅器106の利得を制御する。増幅器106の出力は、コンデンサ114を経てオ2の演算増幅器112の非反転入力に供給される。コンデンサ114と共に該非反転入力と接地との間に接続された抵抗器116は、この増幅器の周波数応答区切り点を約3Hzに設定し、運動付随要素(motion artifact)やオフセットなどの区切り点より低い周波数を大幅に減衰する。増幅器112の利得は、抵抗器122の抵抗値に対する抵抗器118及びポテンシオメータ120の直列抵抗値の比によつて、約100に設定される。

前置増幅器16の出力は、オ6図の高域フィルタ130に供給される。高域フィルタ130は演算増幅器132と在来型抵抗器コンデンサ回路網134とで構成される。高域フィルタ130の周波数区切り点は約30Hzである。

高域フィルタ130の出力は、同様に演算増幅器138と在来型抵抗器コンデンサ回路網140

18

で構成された低域フィルタ136に供給される。低域フィルタ136は、約500Hzの周波数区切り点を持つものでよい。

低域フィルタ136の出力は、同様に演算増幅器144と在来型抵抗器コンデンサ回路網146を用いた60Hzノッチフィルタ142に供給される。ノッチフィルタ142は、60Hz電力消費機器からの配線及び電極12によつて取上げられた60サイクル信号を除去する。フィルタ142の出力は今後の参照のため信号Aと呼ぶこととし、これは筋電計のさまざまな点に送られる。

フィルタ142の出力Aは、独特のゼロオフセット全波整流器150に供給される。信号Aは抵抗器154とバイパスコンデンサ156を経て演算増幅器152の加算接合点に供給される。ポテンシオメータ158は抵抗器160を通る回路にバイアスをかけてコンデンサ156と抵抗器164の接合点を零ボルトにするように調整される。この調節により、後記のように整流器150の動作が正負入力に対して対称的にされる。前記回路に

19

続される。トランジスタ188と抵抗器190、192、194で構成される定電流ドレンにより、一定の全電流がダイオード184、186に流される。

動作に当つては、ダイオード176間の電圧降下がダイオード184、186間の電圧降下に等しくなるようにポテンシオメータ180を調節する。増幅器166の高利得により、増幅器166入力間の差電圧はゼロに近づけられる。従つて、増幅器166の加算接合点に印加される電圧は、事実上ダイオード176間の電圧降下に等しい。増幅器166の加算接合点に流れる電流は実質的にゼロであるから、増幅器152と166の出力もダイオード176間の電圧降下に等しい。トランジスタ188を流れる電流によつてダイオード184と186に順バイアスがかかっているかぎり、ダイオード184、186の陰極における電圧は零ボルトである。こうして、ノッチフィルタ142の負電圧が整流器150に印加されるとき、増幅器152の出力は正になり、この正電圧はダ

生じた損失を埋合わせするため増幅器52の利得は、抵抗器162とポテンシオメータ164により1より少し大きくセットされる。増幅器152の非反転入力には抵抗器168を経てオ2の演算増幅器166に接続される。増幅器152のオフセットを低減させるため、抵抗器168とほぼ同じ値の抵抗器170が付設される。増幅器152の出力は、抵抗器172を経て増幅器166の接合点に送られ、帰還抵抗器174は増幅器166の利得をほぼ1に設定する。

増幅器166の非反転入力にはダイオード176が接続され、電流はダイオード176を経て抵抗器178とポテンシオメータ180から流れる。整流器150が極めて低い入力電圧にตอบสนองして回路150の応答特性に不感帯が生じないように、ポテンシオメータ180は後記のように調節される。コンデンサ182はダイオード176を通る電流を比較的一定に保つ。一对のダイオード184、186の陰極は相互に接続され、そしてそれらの陽極はそれぞれ増幅器152、166の出力に接

20

イオード184を経て電圧追従増幅器196に印加される。整流器150に信号が供給される前からダイオード184はすでに導通状態であるから入力信号が低下しはじめると整流器150はただちにこの入力信号にตอบสนองする。入力信号が正であれば、増幅器152の出力は負になり、これはダイオード184を逆バイアスして増幅器166から正出力を発生させる。増幅器166の正信号は、ダイオード186を経て増幅器196に送られる。こうして、ゼロオフセット全波整流器150がノッチフィルタ142からの信号に非直線ひずみを生じることはない。全波整流器の出力(今後の参照のためこれを信号Bと称する)は正であるが、これは主として高周波成分より成る。従つて、出力信号は、演算増幅器204の非反転入力に接続された在来型抵抗器コンデンサ回路網202を備えて成る。低域フィルタ200に供給される。抵抗器206、208及びポテンシオメータ210は、抵抗器コンデンサ回路網202の損失を補償するのに十分な利得を増幅器204に与えるのに用

21

22

いられる。フィルタ200の出力は、今後の参照のため信号Cと称する。

フィルタ200の出力は比較増幅器220の負入力に供給され、増幅器220の正入力には抵抗器222を経てスレッシユホールド調節ポテンシヨメータ30のワイバに接続される。比較増幅器220は正入力比較用の開放コレクタ出力を備え、その出力はブルアップ抵抗器224を介して常時高く設定される。フィルタ200の出力がポテンシヨメータ30で設定された電圧より高くなると、比較増幅器220の出力は低くなり、これが筋収縮の開始の信号となる。抵抗器226は比較増幅器220に、望ましくない発振を防止するためのヒステリシスを与える。この比較増幅器の出力は今後の参照のため信号Dと称する。

フィルタ200の出力における信号Cは、独特の対数回路230にも供給される。対数回路230の入力は、加算抵抗器234を経て演算増幅器232の加算接合点に供給される。増幅器232の非反転入力には、抵抗器238と240を介して

23

オフセットを与え、それにより、増幅器250の出力が、定数を伴わずに信号Cの振幅の対数値に比例するようにする。従つて、増幅器232の出力は抵抗器252を経て増幅器250の加算接合点に供給され、増幅器250の出力と加算接合点の間には帰還抵抗器254が接続される。オフセットは、抵抗器258を介して負の電源電圧に接続されたポテンシヨメータ256を経て、増幅器250の非反転入力に供給される。増幅器250の出力は電流制限抵抗器260を経て外部回路に接続され、負の出力が発生されるのを防ぐためにクリッピングダイオード262が付設される。対数回路230の出力を、今後の参照のため信号Fとする。後に説明するように、この信号はオ1の動作方式において棒グラフ表示装置38、40、42、44に送られる。

ここでオ3図について説明すると、増幅され、平滑され、整流された信号Bは、スイッチ272が信号Hにより動作可能となつたときに、スイッチ272と抵抗器274を経て演算増幅器270

正と負の電源電圧の間に接続されたポテンシヨメータ236のワイバに接続される。ポテンシヨメータ236は、増幅器232の非反転入力へ零ボルトが印加されるように調整される。増幅器232は高利得であるため、増幅器232の加算接合点は実質上接地となる。従つて、抵抗器234を流れる電流は、対数回路230の入力に供給される信号Cの振幅に正比例する。この電流は、増幅器232の帰還回路に接続されたダイオード242を流れる電流で等化される。ダイオード242間の電圧、従つて増幅器232の出力電圧は、ある定数とダイオード242を流れる電流の対数値との和に等しい。ダイオード242を流れる電流が信号Cの振幅に比例する限り、増幅器232の出力電圧はある定数と信号Cの振幅の対数値との和に等しい。ダイオード242に順バイアスがかかっていないときに増幅器232の利得を制限するため抵抗器244が付設される。抵抗器246は増幅器232への入力バイアス電流を補償する。

増幅器250により増幅器232の出力に固定

24

の加算接合点に供給される。なお、信号Hは後に説明するように、筋収縮中にのみ発生される。増幅器270の利得は、抵抗器274に等しい帰還抵抗器276により1に設定され、増幅器270からのオフセット電圧を最小にするために抵抗器278が付設される。増幅器270の出力は、抵抗器282、ポテンシヨメータ284、抵抗器286を経てオ2の演算増幅器280の加算接合点に供給される。抵抗器290を経て電源電圧に接続されたワイバを具備したポテンシヨメータ288は、増幅器280への入力バイアス電流を補償して積分ドリフトを防止するように調整される。増幅器280の出力と加算接合点の間にはコンデンサ282が接続され、増幅器280は、コンデンサ282のキャパシタンスとポテンシヨメータ284の抵抗で決まる積分時定数を有する積分器として機能する。後に説明するように、スイッチ32を上にしたときに信号Iとして発生されるリセットパルスにตอบสนองしてコンデンサ282を放電させるため、コンデンサ282間にスイッ



チ 2 9 2 を接続する。積分増幅器 2 8 0 の出力（信号 G と称する）は、こうして多数回の収縮中における電極 1 2 からの信号の平均振幅の尺度となる。

比較増幅器 2 2 0 の出力における信号 D は、オオ図のデジタル処理回路の 1 部をなす排他的オアゲート 3 0 0 に送られる。筋電計の 4 個の電極チャンネルの各々に前記回路が付設される。しかし、以後記載する回路では 4 個の電極回路からの出力が用いられるが、説明を明瞭にするため 1 個の電極回路のみ取り上げる。従つて、残りの電極回路の比較増幅器出力 D も排他的オアゲートに供給されるものと理解されたい。オ 1、オ 2、オ 3 のチャンネルの比較増幅器出力 D 1、D 2、D 3 もナンドゲート 3 0 2 に供給される。このナンドゲート 3 0 2 は、インバータ 3 0 6 を介してナンドゲート 3 0 4 からの入力も受取る。一方、ナンドゲート 3 0 4 は、チャンネル 4 の比較増幅器からの入力と“CP-IN”信号を受取る。従つて、比較増幅器 2 2 0 からの出力のうちいずれかが低

くなると、ナンドゲート 3 0 2 の出力が高くなり、これは筋の整合作用を測定するオ 3 の方式中に閉じているスイッチ 3 1 2 とコンデンサ 3 1 0 を経て 4 個の R-S フリップフロップ 3 0 8 のセット入力に供給される。次に、全部のフリップフロップ 3 0 8 の Q 出力が低くなり、これにより各チャンネルの排他的オアゲート 3 0 0 に低信号が供給される。例えば、チャンネル 1 のスレッシユホールド信号 D 1 がまず低くなると仮定すると、はじめにチャンネル 1 の排他的オアゲートの 1 つの入力に低信号が供給される。しかし、いずれのチャンネルのスレッシユホールド信号 D が低くなつても、全チャンネルのフリップフロップ 3 0 8 がただちにこのスレッシユホールド信号に回答するように設定される。従つて、フリップフロップ 3 0 8 はそれに対応するオアゲート 3 0 0 へ低信号を与える。チャンネル 1 の排他的オアゲート 3 0 0 への入力が「1、1」から「0、0」へ遷移するかぎり、チャンネル 1 の排他的オアゲート 3 0 0 の出力は低いままである。しかし、ここで残りのチ

27

ャンネルの排他的オアゲート 3 0 0 に論理「0、1」が供給されているため、残りの排他的オアゲート 3 0 0 の出力が高くなり、各チャンネルのスレッシユホールド信号 D が低くなるまで、高状態を保つ。ここで、各排他的オアゲート 3 0 0 の出力におけるパルス巾は、最初に収縮した阻しやく筋の収縮から、排他的オアゲート 3 0 0 と関連するチャンネルに対する阻しやく筋収縮までの経過時間に等しいことがわかる。例えば、オ 2 のチャンネルのスレッシユホールド信号 D 2 がまず低くなるとすると、チャンネル 1 の排他的オアゲート 3 0 0 の出力は、その入力がこのとき「0、1」であるため高くなる。しかし、チャンネル 1 のスレッシユホールド信号 D 1 が低くなるとき、排他的オアゲート 3 0 0 への入力は「0、0」であり、これにより排他的オアゲート 3 0 0 の出力は再び低くなる。

各々の阻しやく筋の収縮が終ると、各チャンネルのスレッシユホールド信号 D は再び高くなり、この低-高遷移はコンデンサ 3 1 0 を経てそれぞ

28

れのフリップフロップ 3 0 8 のリセット入力に供給される。従つて、排他的オアゲート 3 0 0 への入力は「0、0」から「1、1」へと遷移し、このとき排他的オアゲート 3 0 0 の出力は変化しない。スイッチ 3 2 を上げてリセットスイッチ 3 2 A を閉じることにより、全チャンネルのフリップフロップ 3 0 8 が同時にリセットされ、これにより抵抗器 3 1 4 を経てすべてのリセット端子に論理「1」が供給される。

フリップフロップ 3 2 2 の出力の論理「1」によりナンドゲート 3 2 0 が動作可能になると、排他的オアゲート 3 0 0 の出力により 1 KHz クロック信号がナンドゲート 3 2 0 を通過できる。フリップフロップ 3 2 2 は、コンデンサ 3 2 4 を介して排他的オアゲート 3 0 0 の正の遷移によりセットされる。従つて、排他的オアゲート 3 0 0 からのパルスの先縁の後でなければ 1 KHz クロックパルスはナンドゲート 3 2 0 を通ることができない。1 KHz クロックパルスはカウンタ 3 2 6 で発生され、このカウンタはナンドゲート 3 3 0、3 3 2

を従来通り接続して形成されている64 KHz発振器で駆動される。62 Hz、125 Hz、8 KHz、16 KHz、32 KHzのクロックパルスを発生するには、カウンタ326の他の出力が用いられる。

最初に収縮する咀嚼筋の収縮時に発生するナンドゲート302からの出力は、カウンタ340のクロック入力にも供給され、カウンタ340は収縮が最初に生じるとに増加する。カウンタ340の $Q_0$ 、 $Q_1$ 、 $Q_3$ 出力はナンドゲート342に送られて11カウントを検出し、これを検出した時点でナンドゲート342の出力は低くなり、カウンタ340から動作可能化信号を除去して、カウンタ340はそれ以上増加しなくなる。ナンドゲート342の低出力は各チャンネルのナンドゲート344と346も動作不能にする。最初に収縮する筋の収縮からナンドゲート320と関連する筋の収縮まで、1 KHzのクロックパルスが各チャンネルのナンドゲート320を通ることを思い起されたい。従つて、これらの1 KHzパルスはナンドゲート344も通り、合計10回の収縮に

31

出力の1 KHzパルスは筋の最初の10回の収縮のあいだ動作可能状態にあるナンドゲート346に送られる。

従つて、各チャンネルのナンドゲート346の出力に発生されるパルスの数は、10回収縮中における収縮と収縮のあいだの間隔の尺度となる。これらのパルスは抵抗器354を経てカウンタ兼AD変換器352に送られ、抵抗器356で減衰される。スイッチ32Aからのリセット信号は、抵抗器358を経てこのカウンタ兼AD変換器をリセットする。こうして、抵抗器360を経て供給される回路352の出力は10回収縮中における収縮と収縮のあいだの平均間隔に比例する大きさの電圧値となる。

才2と才3の方式では、スイッチ312が開いており、排他的オアゲート300はインバータとしてのみ機能する。こうして、各回収縮のあいだナンドゲート320が動作可能となり、収縮時間全体を通じて1 KHzパルスが各チャンネルのナンドゲート320を通る。これらのパルスは、最初

に対する収縮遅延時間中ナンドゲート344の出力にY信号として現われる。従つて各チャンネルのナンドゲート344の出力におけるY信号は、10回の収縮のあいだチャンネルと関連する下顎筋の収縮遅延の尺度となる。後に詳細に説明するように、才3の動作方式においてデジタル読出し装置46、48、50、52にこれらの信号のデジタル指示が送られる。

上記のように、いずれの動作方式においても、各チャンネルの収縮と収縮のあいだの間隔に相当するデジタル指示はデジタル読出し装置54、56、58、60に供給される。従つて、ナンドゲートがフリップフロップ322からの論理「1」と比較増幅器220の出力信号Dからの論理「1」により動作可能となると、カウンタ362からの1 KHzクロックが各チャンネルのナンドゲート350を通る。スレッシユホールド信号Dは収縮と収縮との間に高レベルであるため、ナンドゲート350は収縮と収縮との間に動作可能となる。収縮と収縮との間におけるナンドゲート350の

32

の10回の収縮中にナンドゲート342動作可能となると、各チャンネルのナンドゲート344を通る。従つて、Yにおけるパルスの数は、10回の収縮中の収縮の平均時間の尺度である。上に説明したように、才1と才2の動作方式中、収縮時間のデジタル指示がデジタル読出し装置46、48、50、52に表示される。

排他的オアゲート300の出力は、最初の10回の収縮中ナンドゲート342で動作可能とされるナンドゲート370に供給される。ナンドゲート370の出力は信号Hで、これは前に説明したように増幅され、平滑され、整流された信号を積分器に切換えるのに用いる。従つて、積分は最初の10回の収縮中しか生じない。

下顎筋電計の望ましい特徴は、上に説明したように咀嚼筋の整合作用を試験できることである。場合によつて、5個以上の電極に対して、或いは外部刺激に対する筋の整合作用を試験するのが望ましいであろう。従つて、外部刺激として才2の筋電計からのトリガ信号をナンドゲート304

に与え、C P—I N 信号で最初に収縮する筋の収縮をシミュレートする。この時オ 3 の動作方式におけるデジタル読出し装置 4 6、4 8、5 0、5 2 は C P—I N 信号開始時から、電極回路と関連する各阻しやく筋の収縮までの経過時間を表示する。ナンドゲート 3 0 2 の出力は、最初に収縮する筋の収縮時に高くなり、これはインバータ 3 8 0 で反転されて、他方の筋電計の C P—I N ポートに C P—O U T 信号として供給される。

棒グラフ表示装置 3 8、4 0、4 2、4 4 に送られる信号はマルチプレクサ 4 0 0、4 0 2 でマルチプレクスされる。チャンネル 1 のマルチプレクサ 4 0 2 について見ると、積分増幅器 2 8 0 からの積分出力 X と、カウンタ兼 D A 変換器 3 5 2 からのアナログ間隔出力 G と、対数回路出力 F とが、マルチプレクサ 4 0 2 の入力 2、3、4 にそれぞれ供給される。マルチプレクサ 4 0 2 のオ 1 の端子には、ツェナーダイオード 4 0 4 で低減された正の電源電圧が供給される。マルチプレクサ 4 0 2 は、制御入力 A、B の状態に応じて、チャ

35

動作方式ではスイッチ 6 4、3 6 は共に開いており、制御入力 A、B は「0、0」である。これにより、対数回路 2 3 0 の出力からの信号 F はマルチプレクサ 4 0 2 の出力に送られる。オ 2 の動作方式では、スイッチ 6 4 が閉じ、これにより「1、0」なる制御信号 A、B がマルチプレクサ 4 0 2 に供給され、カウンタ兼 D A 変換器 3 5 2 の出力からの信号 X はマルチプレクサ 4 0 2 の出力につながる。最後にオ 1 の動作方式ではスイッチ 3 6 が閉じ、スイッチ 6 4 は開いているため「0、1」なる制御入力 A、B がマルチプレクサ 4 0 2 に供給される。この状態で、積分増幅器 2 8 0 の出力からの信号 G がマルチプレクサ 4 0 2 の出力に送られる。

チャンネル 3 と 4 のマルチプレクサ 4 0 0 も、実質的にマルチプレクサ 4 0 2 と同様に機能する。しかし、棒グラフ表示装置 3 8、4 0、4 2、4 4 は正の電圧にしか応答しないため、負の電源電圧は抵抗器 4 2 2、4 2 4 で設定された利得を持つ増幅器 4 2 0 により反転されなければならな

ンネル 1 の出力 C 1—O U T に 4 入力の中のひとつを供給する。

オ 4 図のマルチプレクサ 4 0 2 への「1、1」制御入力により電源電圧が棒グラフ表示装置に送られ、内部電池の状態を測定できる。電源スイッチ 3 4 を動作して筋電計に最初に電力が与えられる時に、「1、1」制御入力が自動的に発生される。従つて、制御入力は抵抗器 4 0 6、4 0 8 を介して常時低く保たれる。しかし、この系に電力が最初に与えられる時は、電源電圧がダイオード 4 1 4 を経てコンデンサ 4 1 0、4 1 2 に印加され、これにより制御入力 A、B が高くなる。高制御入力 A、B でツェナーダイオード 4 0 4 の陽極がマルチプレクサ 4 0 2 の C 1—O U T 出力につながり、電池電圧が表示される。約 3 秒後、コンデンサ 4 1 0、4 1 2 が十分に充電されて、制御入力 A、B は「0、0」となり、こうしてツェナーダイオード 4 0 4 の陽極がマルチプレクサ 4 0 2 の出力と遮断される。この時制御入力 A、B はモードスイッチ 6 4、3 6 の位置で決まる。オ 3 の

36

い。

マルチプレクサ 4 0 0、4 0 2 の出力は、カウンタ 3 2 6 の 6 2 Hz 出力と 1 2 5 Hz 出力で切換えられるマルチプレクサ 4 3 0 に供給される。こうして、チャンネル 1 から 4 までのマルチプレクス出力は逐次発光ダイオード棒グラフ表示装置<sup>用</sup>駆動装置 4 3 2 に供給され、この駆動装置は入力信号の振幅に応じて多数の出力線に低信号を送る。駆動装置 4 3 2 の出力線は、棒グラフ表示装置の発光ダイオードに接続されている。各棒グラフ表示装置はカウンタ 3 2 6 からの 6 2 Hz と 1 2 5 Hz のクロック信号で駆動されるマルチプレクサ 4 3 4 で動作可能となる。こうして、オ 8 図のアナログ表示回路へのチャンネル 1 入力が駆動装置 4 3 2 に送られているときは、チャンネル 1 の棒グラフ表示装置 4 3 6 はマルチプレクサ 4 3 4 により動作可能とされる。棒グラフ表示装置 4 3 8、4 4 0、4 4 2 も同様に動作可能にされる。

信号 Y で表わされるナンドゲート 3 4 4 出力のパルスと、信号 Z で表わされるナンドゲート 3 4 6

出力のパルスとは、才7図のデジタル表示回路のそれぞれのカウンタ450に送られる。パルスYは、才1と才2の動作方式では各収縮中に生じそして才3の動作方式では、最初に収縮する筋の収縮から、チャンネルと関連した筋の収縮までのあいだに生じることを思い起されたい。パルスZは、10回の収縮中の収縮と収縮のあいだの間隔に生じる。カウンタ450は、デジタル脱出し装置46、48、50、52、54、56、58、60の3つの数字全部の7つのセグメントを並列に駆動する7つのLEDセグメント出力を発生する。カウンタ450は、<sup>各数字に対して</sup>1つずつ動作可能化信号を発生し、これら信号はトランジスタ452、454、456のベースに与えられる。カウンタ450は才11回目の収縮までに生じる出力によつて動作可能となり、従つて、才10回目の収縮が生じた後に発生する計数は表示されない。

動作中、計数さるべきパルスはカウンタ450を増加させ、一方該カウンタは最上位数字から最下位数字までの3個数字に対する計数を逐次表示

39

低くなり、こうしてトランジスタ260が遮断され、表示装置への電力を除去する。

下顎筋電計は、電極12からの増幅され、印波され、整流された信号を、咀しやく筋の病理学的状態が容易にわかるように表示できるようにする手段を含んで成る。各60Hzノッチフィルタ142の出力信号Aは、カウンタ326からの8KHzと16KHzのクロック信号で駆動されるマルチプレクサ500に供給される。従つて、マルチプレクサ500は信号A1からA4までの各々を、帰還抵抗器508で決まる利得をもつ抵抗器504、506を介して演算増幅器502の加算接合点に供給する。同時に、抵抗分圧回路網510によつて決まるオフセット電圧がマルチプレクサ512により増幅器502の非反転入力に印加される。従つて、増幅器502の出力がオシロスコープに供給される時、各電極12の信号は他の電極12の信号から実質上変位する。才3の動作方式以外は、スイッチ514が抵抗器516を接地に接続し、電極12からの信号は一般に振幅が小さいた

する。カウンタ450は4桁装置であるが、最下位数字の出力は使用されない。これにより自動的に10による割算が行なわれ、10回の収縮のあいだカウンタが増進していても、表示出力は1回の収縮の平均値となる。

上に説明した表示回路は、タイミング回路により抵抗器262を介して制御されるトランジスタ260で動作可能とされる。スイッチ32を押下げるとスイッチ32Bが閉じ、これによりナンドゲート364の出力が高くなり、ナンドゲート366の出力は低くなる。こうして、コンデンサ368は抵抗器370を介して放電される。コンデンサ368が十分に放電された後、インバータとして機能するナンドゲート372の出力が高くなり、それによりコンデンサ376は抵抗器378を介して充電される。コンデンサ376が十分に充電されると、インバータとして機能するナンドゲート380の出力が低くなり、ナンドゲート366の出力が高くなる。このときスイッチ32Bは開いているため、ナンドゲート364の出力は

40

め、才3の動作方式では増幅器502の利得が大きい。この大きな利得を補償するため、分圧回路網510によつて与えられるオフセットは、スイッチ518を閉じることによつても低減される。

マルチプレクサ400、402からのマルチプレクスされた出力CH1も同様に表示できる。従つて、マルチプレクサ出力は、同様にカウンタ326からの8KHzと16KHzのクロック信号で駆動されるマルチプレクサ530、532に供給される。マルチプレクサ530からの信号は増幅器534の非反転入力に供給され、オフセットはマルチプレクサ532により、分圧回路網536から抵抗器538を経て帰還抵抗器540を備えた増幅器534の加算接合点に供給される。こうして、チャンネル1出力はチャンネル2出力よりやや上にチャンネル2出力はチャンネル3出力よりやや上に、チャンネル3出力はチャンネル4出力よりやや上に、それぞれ表示される。咀しやく筋がすべて相互によく整合している限り、増幅器534の出力のトレースは実質的に平行となる。

しかし、整合作用が乱れると、1つのチャンネルからのトレースが別のチャンネルからのトレースと重なるので、直ちにその乱れが明らかとなる。

#### 4. 図面の簡単な説明

オ1図は咀しゃく筋運動を測定する筋電計の概略図、

オ2図は筋電計の前置増幅器の回路図、

オ3図は多数回筋収縮中における筋電計信号を積分する回路の回路図、

オ4図はアナログ処理回路から表示回路にいろいろな信号を送るマルチプレクサの回路図、

オ5図は筋電計のデジタル処理回路の回路図、

オ6図は筋電計のアナログ処理回路の回路図、

オ7図はデジタル表示回路の回路図、

オ8図はアナログ表示回路の回路図である。

- |                        |                     |
|------------------------|---------------------|
| 1 0 … 筋電計              | 1 2 … 電極            |
| 2 0 … スイッチ             | 2 2 , 2 4 … デジタル脱出し |
| 2 6 , 2 8 … 棒グラフ表示装置   |                     |
| 1 6 … 前置増幅器            | 1 3 0 … 高域フィルタ      |
| 1 3 6 , 2 0 0 … 低域フィルタ |                     |

1 4 2 … ノッチフィルタ

1 5 0 … 整流器

2 7 0 , 2 8 0 … 演算増幅器

4 0 0 , 4 0 2 , 4 3 0 … マルチプレクサ

3 0 0 … 排他的オアゲート

3 0 8 , 3 2 2 … フリップフロップ

4 5 0 … カウンタ

4 3 2 … 棒グラフ表示装置用駆動装置

43

44

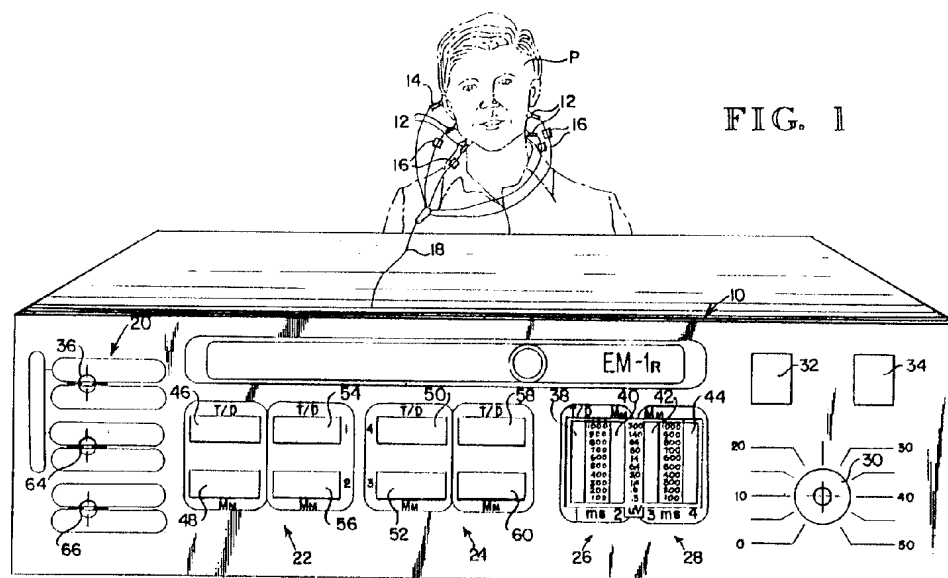


FIG. 1

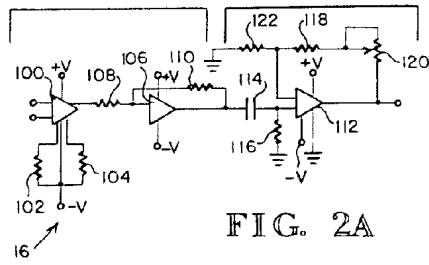


FIG. 2A

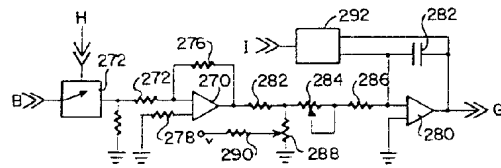


FIG. 3

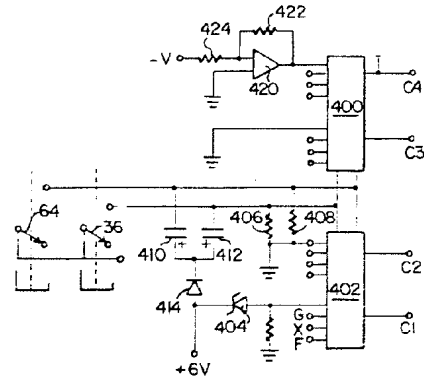


FIG. 4

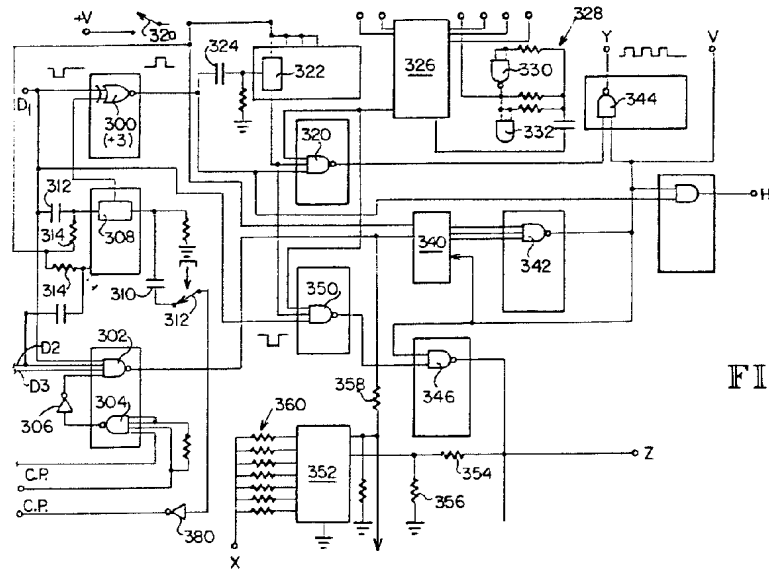


FIG. 5

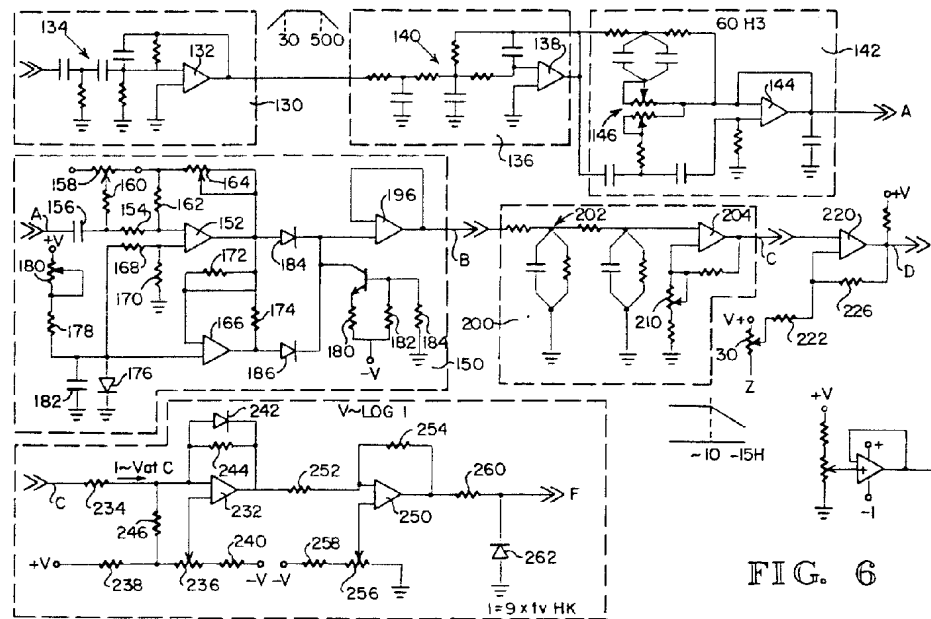


FIG. 6

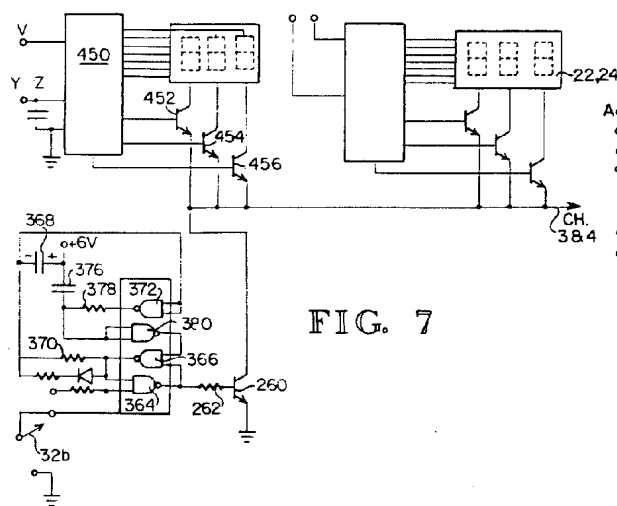


FIG. 7

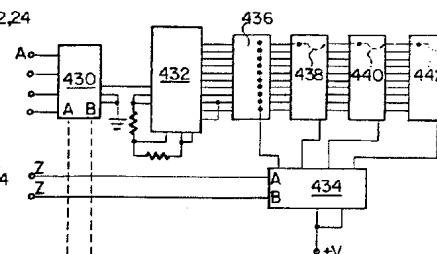


FIG. 8